

Исследование зависимости режимов работы системы чрескожной передачи энергии от топологии приемника и параметров нагрузки

Аннотация

Выполнено сравнение систем чрескожной индуктивной передачи энергии на основе усилителя мощности класса Е с последовательной и параллельной топологиями компенсации реактивной мощности в принимающей части системы. Показано, что система с параллельной компенсацией на частоте резонанса является источником тока. В свою очередь, для системы с последовательной компенсацией можно подобрать две возможных частоты, ниже и выше частоты резонанса, при работе на которых система является источником напряжения.

Введение

Чрескожная передача энергии к имплантируемым медицинским приборам является альтернативой традиционным методам энергообеспечения, таким как использование имплантируемых химических элементов питания и передача энергии при помощи проводов, проходящих через кожу. Наиболее широко распространенным методом чрескожной передачи энергии является индуктивная связь, которая активно используется для питания кохлеарных имплантатов и стимуляторов спинного мозга [1], [2]. Активно развиваются методы беспроводной передачи энергии к аппаратам вспомогательного кровообращения, ретикулярным имплантатам, эндоскопическим капсулам [3]-[5].

Важным решением при проектировании системы чрескожной индуктивной передачи энергии является выбор оптимальной топологии компенсации. Схема компенсации представляет собой конденсатор или массив конденсаторов, которые устанавливаются последовательно, параллельно или в смешанной конфигурации к катушке индуктивности. Традиционно схемы компенсации позволяют уменьшить реактивную мощность в системе и повысить общую эффективность системы. Однако помимо этого схема компенсации влияет на абсолютные значения выходного тока и напряжения в системе. Выбор

оптимальной схемы компенсации является важным этапом проектирования систем чрескожной индуктивной передачи энергии.

В рассматриваемой работе было исследовано, как топология компенсации в приемнике влияет на амплитудно-частотную характеристику системы чрескожной индуктивной передачи энергии по току и напряжению при разных значениях эквивалентной нагрузки. Были рассмотрены две схемы компенсации: последовательная и параллельная. В передающей части системы был использован усилитель мощности класса Е. Данный тип усилителя является широко используемым техническим решением в системах чрескожной передачи энергии, поскольку обеспечивает генерацию сигнала переменного тока требуемой мощности с высокой эффективностью, который поступает на передающую катушку индуктивности [6].

Материалы и методы

На рис. 1 показаны два варианта системы чрескожной индуктивной передачи энергии: с последовательной и параллельной топологиями компенсации реактивной мощности. Передающая часть системы состоит из источника питания, усилителя мощности класса Е и передающей катушки индуктивности. Для обеспечения переключения при нулевом напряжении на ключе усилителя класса Е были подобраны оптимальные значения ем-

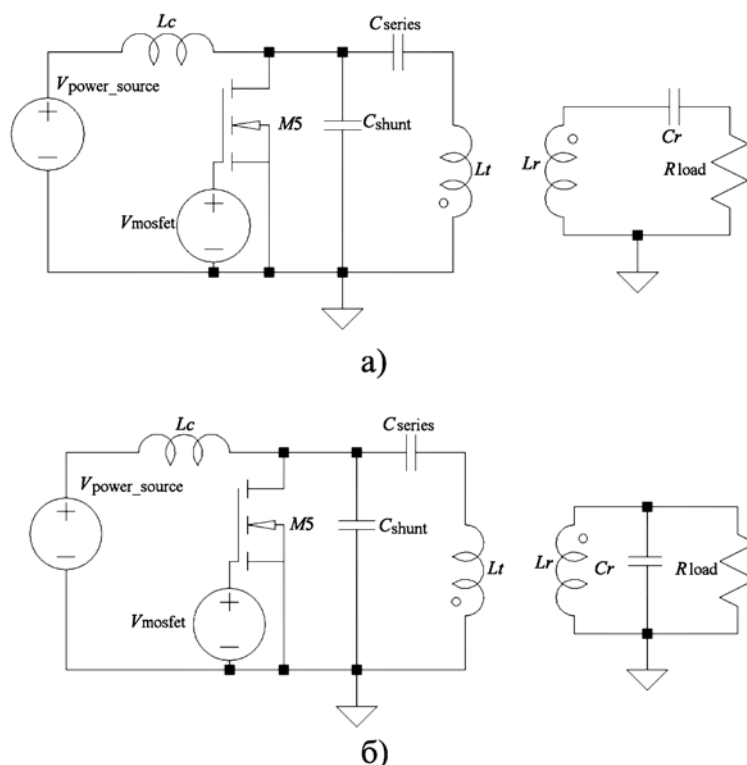


Рис. 1. Построенные в LTSpice модели цепей для последовательной (а) и параллельной (б) топологий компенсации приемной части

кости последовательного C_{series} и шунтирующего C_{shunt} конденсаторов. Номиналы конденсаторов были рассчитаны при помощи эмпирических и аналитических формул [7].

Принимающая часть системы состоит из принимающей катушки индуктивности, схемы компенсации и эквивалентной нагрузки. Эквивалентная нагрузка включает в себя выпрямитель, регулятор и подключенный имплантируемый медицинский прибор.

Беспроводная индуктивная связь использует магнитный поток для передачи мощности от первичной катушки к вторичной.

Значение коэффициента магнитной связи k является основным фактором при определении максимального расстояния, на котором правильно работает имплантат [8].

В реальной ситуации первичная и вторичная катушки могут не совпадать по расположению относительно друг друга и могут быть смещены. Конструкции катушек должны учитывать факторы связи, потоки утечки, факторы качества катушек, отраженный импеданс и размер катушек [9].

В рассматриваемой работе $k = 0,3$ для двух вариантов вторичной компенсации, так как при таком значении k добротность систем будет достаточно высокой [10].

$$Q = \frac{\omega L_T}{R_{eqL} + Z_{REF}} \quad (1)$$

Паразитные сопротивления R_{L1} , R_{Lr} для обеих катушек L_T , L_R приведены в разделе III.

Последовательные и шунтирующие конденсаторы в усилителе мощности класса E в этих системах были настроены для достижения переключения при нулевом напряжении на частоте 1 МГц.

Выходное напряжение и ток, а также потери мощности в переключающем транзисторе этих систем были оценены для диапазона рабочих частот 350...1200 кГц и для диапазона сопротивлений нагрузки 200...500 Ом.

Для вычисления параметров C_{series} и C_{shunt} использовали циклическую частоту ω [4], [5] и взаимную индуктивность катушек M :

$$\omega = 2\pi f; \quad (2)$$

$$M = k(L_T L_R)^{1/2}. \quad (3)$$

Используя полученные значения из уравнений (2) и (3) и параметры из табл. 1, можно рассчитать емкость конденсатора в приемной части системы C_R :

$$C_R = \frac{1}{2\omega^2 L_R}; \quad (4)$$

$$C_R = \frac{1}{2\omega^2 L_R} + \frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{1}{4\omega^2 L_R^2} - \frac{1}{R_{load}^2}}. \quad (5)$$

Для последовательной топологии использовали формулу (4), для параллельной – формулу (5). В формуле C_R для параллельной компенсации появляется новая переменная

$$\frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{1}{4\omega^2 L_R^2} - \frac{1}{R_{load}^2}},$$

что приводит к другой математике расчета параметров системы.

Импеданс приемника для последовательной компенсации Z_R

$$Z_R = j\omega L_R - \frac{j}{\omega C_R} + R_R + R_{load}. \quad (6)$$

Формула импеданса приемника для параллельной компенсации Z_R приведена ниже:

$$Z_R = j\omega L_R + R_{eqL} + \frac{R_{load}}{1 + j\omega C_r R_{load}}. \quad (7)$$

Импеданс приемника зависит от емкости конденсатора C_R , которая, в свою очередь, зависит от топологии самого приемника. Значит, импеданс приемника зависит от его топологии.

Отраженный импеданс приемной части системы Z_{REF} зависит от взаимной индуктивности, рабочей частоты системы и импеданса приемника:

$$Z_{REF} = \frac{(\omega M)^2}{Z_R}. \quad (8)$$

Используя формулы (1)-(8), мы рассчитали по аналитическим формулам значения C_{series} и C_{shunt} :

$$C_{series} = \frac{1}{\omega Z_{REF} (Q - 1,15249413)}; \quad (9)$$

$$C_{shunt} = \frac{8}{\pi \omega Z_{REF} \cdot 13,8696044}. \quad (10)$$

Используя формулы (4), (5), (9), (10) и входные параметры системы из табл. 1, в LTSpice мы получили следующие сигналы тока и напряжения на ключе $M5$ (рис. 2).

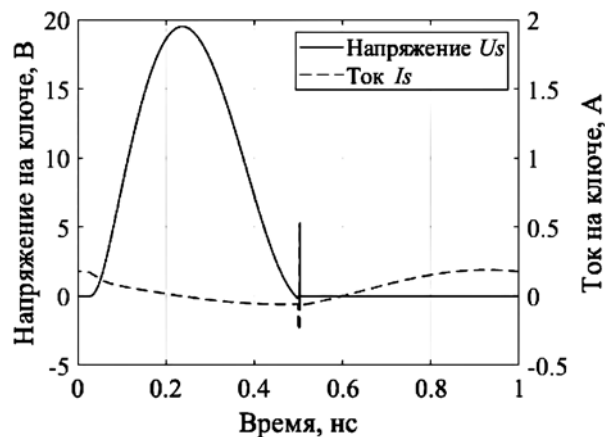


Рис. 2. Временные зависимости сигналов тока и напряжения на ключе усилителя мощности класса E после подстройки эквивалентной системы

Таблица 1

Параметры системы

Топология приемника:	U_{IN} , В	R_{IN} , Ом	f_{rez} , МГц	L_T , L_R , мкГн
последовательная	5	1	1	100
параллельная	5	1	1	100
Топология приемника:	R_{eqL} , Ом	k	Duty cycle D	R_{load} , Ом
последовательная	1	0,3	50 %	200...500
параллельная	1	0,3	50 %	200...500

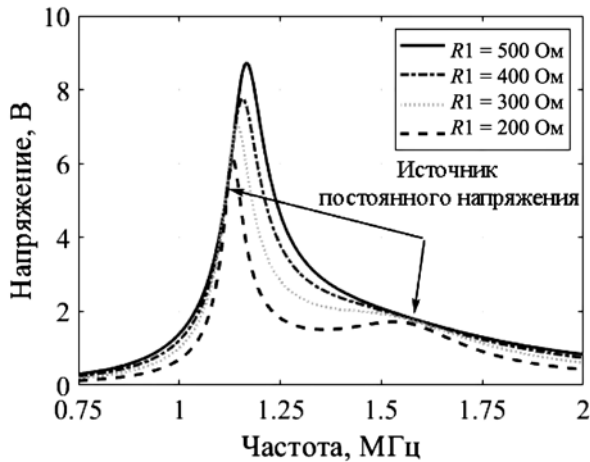
Результаты

Моделирование было проведено с использованием LTSpice. Номинал нагрузки R_{load} изменялся в пределах от 200 до 500 Ом. Для каждого значения нагрузки R_{load} при помощи MATLAB просчитывали параметры системы (C_{series} и C_{shunt}) для минимизации потерь на ключе при переключении. Затем полученные значения вносились в модель системы индуктивной передачи энергии в LTSpice. По виду сигнала напряжения и тока на ключе производилась дальнейшая тонкая надстройка конденсаторов C_{series} и C_{shunt} для уменьшения потерь мощности на ключе при его переключении. Вид сигналов на ключе должен выглядеть, как на рис. 2.

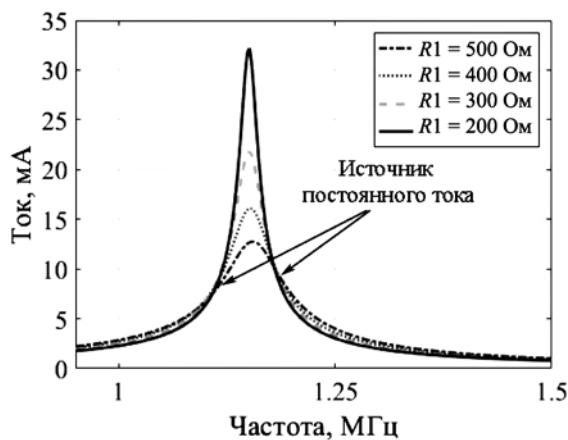
В результате моделирования были получены амплитудно-частотные зависимости напряжения и тока, которые представлены на рис. 3.

Для последовательной компенсации в приемной части системы показано, что можно добиться работы системы как источника постоянного напряжения при определенной частоте ($f_0 = 1,11$ МГц).

Для параллельной компенсации в приемной части системы показано, что можно добиться работы системы как источника постоянного тока при определенной частоте ($f_0 = 1,01$ МГц).



а)



б)

Рис. 3. Зависимость напряжения и тока на нагрузке от рабочей частоты системы для разных сопротивлений нагрузки: а) для последовательной топологии; б) для параллельной топологии приемной части системы

Входная мощность системы с усилителем мощности класса E определяется по формуле

$$P_{IN} = I_{IN} U_{IN} \quad (11)$$

Выходная мощность системы зависит от выходного тока и выходного напряжения на нагрузке R_{load} :

$$P_{OUT} = I_{LOAD} U_{LOAD} \quad (12)$$

Общая эффективность η УМ класса E рассчитывается как

$$\eta = \frac{P_{OUT}}{P_{IN}} \cdot 100 \% \quad (13)$$

Полученные средние значения мощностей в LTSpice приведены в табл. 2. Используя значения входных и выходных мощностей системы индуктивной передачи энергии, мы рассчитали значения эффективности для каждого варианта нагрузки и вторичной компенсации.

Заключение

Были определены два режима работы системы БПЭ с усилителем мощности класса E, соответствующие источнику постоянного напряжения для последовательной компенсации приемника и источнику постоянного тока для параллельной компенсации приемника. Эти условия возникают, когда рабочая частота системы отличается от резонансной частоты LC-контура в приемной части системы индуктивной передачи энергии.

Потери при переключении в системе были сведены к минимуму за счет выбора значений последовательного и шунтирующего конденсаторов в передатчике, соответствующих номинальной работе усилителя мощности класса E. Сигналы тока и напряжения на транзисторе показывают, что условие переключения нулевого напряжения было выполнено. В результате была получена высокая общая эффективность системы БПЭ.

Максимальная эффективность системы с последовательной компенсацией составила 90 %, максимальная эффективность с параллельной компенсацией составила 95 %. Средний КПД для последовательной компенсации вторичной цепи составляет 87 %, для параллельной компенсации вторичной цепи – 94 %. Из этого следует, что для высокоомной нагрузки (сотни Ом) целесообразно использовать параллельную компенсацию в приемнике.

На выходной амплитудно-частотной характеристике последовательной компенсации имеется точка пересечения графиков напряжения на определенной частоте. В этот момент напряжение на нагрузке не зависит от сопротивления нагрузки – система в данный момент работает как источник постоянного напряжения.

На выходной амплитудно-частотной характеристике для параллельной компенсации вторичной цепи имеется точка пересечения графиков тока на определенной частоте. В этот момент ток на нагрузке не зависит от сопротивления нагрузки – система в данный момент работает как источник тока.

Список литературы:

1. *Shadid R., Noghianian S.* A Literature Survey on Wireless Power Transfer for Biomedical Devices // International Journal of Antennas and Propagation. 2018. Vol. 1. PP. 1-11.
2. *Yakovlev A., Kim S., Poon A.* Implantable biomedical devices: Wireless powering and communication // IEEE Communications Magazine. 2012. Vol. 50. № 4. PP. 152-159.
3. *Bocan K., Sejdić E.* Adaptive Transcutaneous Power Transfer to Im-plantable Devices: A State of the Art Review // Sensors. 2016. Vol. 16. № 3. P. 393.
4. *Stoeklin S., Yousaf A., Gidion G., Reindl L.* Efficient Wireless Power Transfer with Capacitively Segmented RF Coils // IEEE Access. 2020. Vol. 8. PP. 24397-24415.
5. *Jegadeesan R., Guo Y.X.* A study on the inductive power links for implantable biomedical devices // Proceedings on IEEE International Conference on Antennas and Propagation Society. 11-17 July 2010. PP. 1-4.

Эффективность системы

Таблица 2

Топология приемника	P_{IN} , мВт	P_{OUT} , мВт	η , %
$R_{load} = 200$ Ом			
Последовательная	42	35	83
Параллельная	778	713	92
$R_{load} = 300$ Ом			
Последовательная	43	37	86
Параллельная	645	606	94
$R_{load} = 400$ Ом			
Последовательная	55	49	89
Параллельная	569	538	95
$R_{load} = 500$ Ом			
Последовательная	60	54	90
Параллельная	443	419	95

6. *Mazzilli F., Thoppay P.E., Praplan V., Dehollain C.* Ultrasound energy harvesting system for deep implanted-medical-devices (IMDs) // IEEE International Symposium on Circuits and Systems. 2012. PP. 2865-2868.
7. *Sokal N.O., Sokal A.D.* Class E-A new class of high-efficiency tuned single-ended switching power amplifiers // IEEE Journal of Solid-state Circuits. 1975. Vol. 10. № 3. PP. 168-176.
8. *Gallichan R., Leung H.Y., Budgett D.M., Hu A.P., McCormick D.* Improved wireless power pickup efficiency using CMOS synchronous rectifier with embedded shorting control // Cambridge University Press. 2017. Vol. 4. № 1. PP. 61-68.
9. *Lin F.Y., Covic G.A., Boys J.T.* Evaluation of Magnetic Pad Sizes and Topologies for Electric Vehicle Charging // IEEE Transactions on Power Electronics. 2015. Vol. 30. № 11. PP. 6391-6407.
10. *Barman S.D., Reza A.W., Kumar N., Karim M.E., Munir A.B.* Wireless powering by magnetic resonant coupling: Recent trends in wireless power transfer system and its applications // Renewable and Sustainable Energy Reviews. 2015. Vol. 51. PP. 1525-1552.

*Илья Сергеевич Судариков,
студент магистратуры,
Эдуард Адитович Миндубаев,
канд. техн. наук, доцент,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт
электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: sudarikoff.ilya@yandex.ru*

Р.С. Небогатилов, С.Я. Пичхидзе

Физико-математическое обоснование эффективности новой модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца в трикуспидальной позиции

Аннотация

Дано обоснование эффективности новой модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца, представленной в патенте на полезную модель № 202285. Образцом сравнения выбран протез клапана сердца «ЛИКС-2» производства ООО «СКБ МТ» (Россия), в качестве эталонных значений взяты гемодинамические показатели нативного трикуспидального клапана сердца. Результаты исследования получены путем создания 3D-моделей образцов и моделирования рабочей среды в программном комплексе «SOLIDWORKS» производства «Dassault Systemes» (Франция). Для проведения гемодинамических расчетов выбрано расширение «SOLIDWORKS FLOWSIMULATION». Картины профиля скорости кровотока за клапаном и градиента давления созданы в пакете прикладных программ «MATLAB» производства «The MathWorks» (США).

Введение

Одной из основных и наиболее нагруженных систем в организме человека является сердечно-сосудистая система (ССС). В процессе жизнедеятельности человека ССС испытывает постоянные перегрузки, вызванные работой, стрессом, занятием спортом, старением и т. д.

Широко распространенной причиной неадекватной функции сердца являются дефекты клапанов. Если клапаны поражены стенозом, на них развивается большой перепад давления, который может серьезно уменьшить системное давление или давление легочной артерии и неизбежно создать большую нагрузку на сердце. Сердечная недостаточность может развиваться просто вследствие старения или может быть вызвана рядом различных конкретных патологий. Одним из наиболее эффективных методов лечения сердечно-сосудистых заболеваний является хирургическое вмешательство, в том числе протезирование клапанов сердца [1], [2].

Заболевания аортального и митрального клапанов сердца наиболее распространены и опасны, однако также часто наблюдается нарушение работы трикуспидального клапана сердца (ТКС).

Нарушения в работе ТКС могут быть вызваны его недостаточностью. Трикуспидальная недостаточность (ТН) – это порок сердца, при котором происходит неполное смыкание створок клапана, при этом ТКС утрачивает свою замыкательную функцию, что приводит к регургитации крови из правого желудочка в правое предсердие в период систолы. Самая частая причина развития ТН – дилатация правого желудочка. Обычно ТН протекает бессимптомно, но при тяжелой ТН могут возникать пульсация вен шеи, голосистолический шум, правожелудочковая сердечная недостаточность, фибрилляция предсердий. Диагностировать ТН можно посредством физического осмотра или эхокардиографии. Обычно течение ТН

доброкачественное и не требует лечения, однако в особо тяжелых или запущенных случаях ТН некоторым пациентам показана аннулопластика, пластика клапана или его замена [1], [3].

Целью настоящей работы являлось физико-математическое обоснование эффективности модели искусственного механического одностворчатого клапана сердца в программном комплексе «SOLIDWORKS» и пакете прикладных программ «MATLAB».

Материалы и методы

- В процессе выполнения исследования использовались:
- «SOLIDWORKS» производства «Dassault Systemes» (Франция) – программный комплекс САПР для автоматизации работ промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической подготовки производства, в настоящей работе используется для проведения математического моделирования работы ИКС в среде, идентичной работе нативного ТКС;
 - «MATLAB» производства «The MathWorks» (США) – пакет прикладных программ для решения задач технических вычислений, в настоящей работе используется для создания наглядных картин профиля скорости кровотока за клапаном и градиента давления при использовании различных моделей ИКС в сравнении с нативным ТКС.
- Расчеты в программном комплексе «SOLIDWORKS FLOWSIMULATION» проводятся на основе уравнений Навье-Стокса и законов сохранения массы, момента и энергии:

$$\frac{\partial P}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_k) = 0;$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_i u_k - \tau_{i,k}) + \frac{\partial P}{\partial x_i} = S_i;$$